

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 05-253167

(43)Date of publication of application : 05.10.1993

(51)Int.Cl. A61B 1/00

A61B 1/00

A61B 1/04

G02B 23/24

(21)Application number : 04-276868

(71)Applicant : CITATION MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 15.10.1992

(72)Inventor : LAFFERTY MICHAEL
KLINE DANIEL
SLEMON CHARLES S

(30)Priority

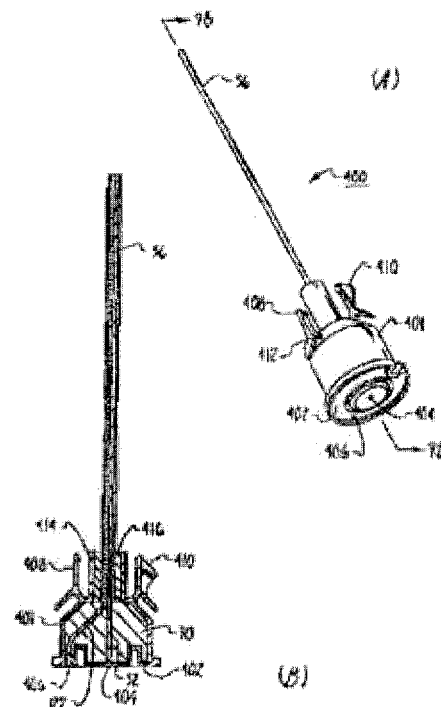
Priority number : 91 814418 Priority date : 24.12.1991 Priority country : US

(54) ARTHROSCOPE

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide a disposable arthroscope for the use of examination and diagnosis and treatment of the inside of a joint.

CONSTITUTION: An arthroscope 10 contains a long thin needle 56, cap 401 and base plate 402. A proximal end of the needle is attached to the cap at the position opposing to the base plate 402 and a distal end of the needle extends to the outside from the cap. The needle is a hollow tube enclosing an image guide 32 and a fiber bundle for lighting 122. A lens is provided on a distal end of the image guide 32 in a manner slightly inclining to the axis line of the needle. The proximal ends of the image guide and the fiber bundle for lighting extend from the proximal end of the tube through the cap 401 and are exposed at a surface of the base plate 402. The base plate of the arthroscope can be fit with a camera and a light source in order to locate the camera in a manner that is can be communicated with the image guide 32 by a



light and that the light source can be communicated with the fiber bundle by the light. According to the aforesaid fit, a combination of the arthroscope, the light source 122 and the camera visually displays an object lightened by the light source through the fiber for lighting.

(51)Int.Cl.⁵

識別記号

片内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 B 1/00

A 7831-4C

3 0 0 Y 7831-4C

1/04

3 7 0 7831-4C

G 0 2 B 23/24

A 7132-2K

審査請求 未請求 請求項の数19(全 13 頁)

(21)出願番号 特願平4-276868

(22)出願日 平成4年(1992)10月15日

(31)優先権主張番号 8 1 4 4 1 8

(32)優先日 1991年12月24日

(33)優先権主張国 米国 (U S)

(71)出願人 591275528

サイテーション メディカル コーポレイ
ションアメリカ合衆国ネバダ州, リーノウ, エジ
ソン ウエイ 230

(72)発明者 マイクル ラファティ

アメリカ合衆国カリフォルニア州レウカデ
ィア, ハイゲイア アベニュー 571 -
ディ

(72)発明者 ダニエル クライン

アメリカ合衆国カリフォルニア州カールス
バッド, バターズ ロード 1768

(74)代理人 弁理士 浅村 皓 (外3名)

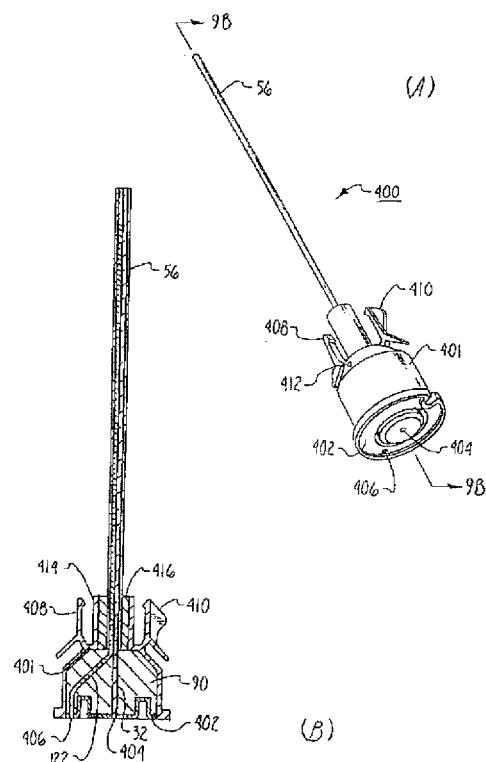
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 関節鏡

(57)【要約】

【目的】 関節の内部の検査診断および治療用の使い棄
ての関節鏡を提供する。

【構成】 関節鏡10は細長い針56と、キャップ401と、ベースプレート402を含む。針の近位端部はベースプレートと対向した位置でキャップに装着され、そして針の遠位端部はキャップから外方に延びている。針は像ガイド32および照明用ファイバの束122を包囲する中空のチューブである。レンズ48が像ガイドの遠位端部に取り付けられかつ針の軸線に対して僅か傾斜している。像ガイドおよび照明用ファイバの束の近位端部はチューブの近位端部からキャップを通して延びてベースプレートの表面で露出している。関節鏡のベースプレートはカメラを像ガイドと光で連絡するように配置しかつ光源を光ファイバの束と光で連絡するように配置するためにカメラおよび光源と係合可能である。この係合により、関節鏡、光源、カメラの組合わせは照明用ファイバを通して光源で照明された物体を可視表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 ビデオカメラと共に使用される関節鏡において、

前記カメラと係合可能なベースプレートに有するキャップと、中空のチューブを含む針とを備え、前記針は前記キャップに装着される近位端部および前記キャップから隔置された遠位端部を有しており、

さらに、前記針の前記チューブを通して延びる照明用光ファイバを備え、前記照明用光ファイバは近位端部および遠位端部を有し、前記照明用光ファイバの前記近位端部は前記ベースプレートを通して光で連絡するために前記チューブから前記キャップを通して延びており、さらに、前記針の前記チューブを通して延びる像ガイドを備え、前記像ガイドは近位端部および遠位端部を有し、前記像ガイドの前記近位端部は前記ベースプレートを通して光で連絡するために前記チューブから前記キャップを通して延びており、

さらに、前記像ガイドの前記遠位端部に取り付けられたレンズと、

前記針の前記遠位端部において前記レンズ、前記像ガイドの前記遠位端部および前記照明用光ファイバの前記遠位端部を保持する装置とを備えた関節鏡。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の関節鏡において、前記レンズが勾配屈折率（GRIN）レンズである関節鏡。

【請求項 3】 請求項 1 に記載の関節鏡において、前記像ガイドが複数の画素を含む関節鏡。

【請求項 4】 請求項 1 に記載の関節鏡において、さらに複数の照明用光ファイバを備えた関節鏡。

【請求項 5】 請求項 1 に記載の関節鏡において、前記針が前記針の長手方向の軸線を確立するために実質的にまっすぐであり、かつ前記像ガイドの前記遠位端部が前記長手方向軸線に対して所定角度をなしている関節鏡。

【請求項 6】 請求項 5 に記載の関節鏡において、前記像ガイドが複数の光ファイバを備え、前記光ファイバの各々が実質的に円形の横断面を有し、かつ前記光ファイバが前記レンズに取り付けるために実質的に円形の横断面を形成するように前記像ガイドの前記遠位端部において曲げられている関節鏡。

【請求項 7】 請求項 1 に記載の関節鏡において、前記キャップが凹部を形成するために実質的に中空であり、前記照明用光ファイバおよび前記像ガイドが前記チューブの前記近位端部から前記ベースプレートまで前記凹部を通して延びている関節鏡。

【請求項 8】 請求項 7 に記載の関節鏡において、前記凹部に接着（エポキシ）材料が満たされている関節鏡。

【請求項 9】 請求項 1 に記載の関節鏡において、さらに、エラストマー製グロメットを備え、前記グロメットが熱膨張の問題をなくすために前記チューブの一部分を包囲しかつ前記グロメットを前記キャップと前記針の前記チューブとの間に配置するために前記キャップに取り

付けられている関節鏡。

【請求項 10】 請求項 1 に記載の関節鏡において、さらに、光源と、前記光源を前記照明用光ファイバと光で連絡するように配置するために前記関節鏡を前記光源と係合させる装置と、

前記照明用光ファイバを通して前記光源により照明された対象物の可視表示信号を前記ビデオカメラにより発生させるために前記カメラを前記像ガイドと光で連絡するように配置するために前記関節鏡を前記ビデオカメラと係合させる装置とを備えた関節鏡。

【請求項 11】 請求項 10 に記載の関節鏡において、前記ベースプレートにおける前記像ガイドの前記近位端部が前記ベースプレートにおける前記照明用光ファイバの前記近位端部から隔置されている関節鏡。

【請求項 12】 身体の内部構造を検査するためにカメラ組立体と係合可能な手で保持する診断用関節鏡において、

遠位端部および近位端部を有する像ガイドを備え、前記像ガイドは第 1 軸線を規定し、

さらに、前記像ガイドと結合されて該像ガイドと共に身体の中に挿入するための針を確立する照明装置と、前記照明装置からの光を集めるために前記像ガイドの前記遠位端部に取り付けられたレンズとを備え、前記レンズは前記第 1 軸線に対して斜角をなすように配向された光軸を規定し、

さらに、前記照明装置により照明された身体の内部構造の可視表示信号を発生させるために前記カメラ組立体を前記像ガイドの前記近位端部と光で連絡するように配置するために前記関節鏡を前記カメラ組立体と係合させる装置とを備えた関節鏡。

【請求項 13】 請求項 12 に記載の身体の内部構造を検査するための手で保持する診断用関節鏡において、前記針がさらに前記像ガイドおよび前記ガイド装置を支持するために前記像ガイドおよび前記ガイド装置を包囲する中空のチューブを備えた関節鏡。

【請求項 14】 請求項 13 に記載の身体の内部構造を検査するための手で保持する診断用関節鏡において、前記針がさらに内腔を有する中空の管状のカニューレを備え、前記針が前記カニューレと共軸をなして前記内腔内に配置されて前記針と前記カニューレとの間に環状の流体通路を確立し、そして前記関節鏡がさらに前記身体の前記内部構造を前記液体内に浸漬させるために前記通路と流体で連絡するように取り付けられた液体供給源を備えた関節鏡。

【請求項 15】 請求項 13 に記載の身体の内部構造を検査するための手で保持される診断用関節鏡において、前記カメラ組立体が遠位端部を有し、そして前記関節鏡がさらに前記カメラ組立体内に配置された光集束装置と、前記針を支持しかつ前記針を前記カメラ組立体と連

結するために前記カメラ組立体の前記遠位端部に取外し可能に取り付けられた使い棄てのスコープ組立体とを備え、前記像ガイドが前記スコープ組立体を通して延びかつ前記光集束装置と並置されている関節鏡。

【請求項16】 請求項15に記載の身体の内蔵構造を検査するための手で保持する診断用関節鏡において、さらに、前記ビデオ信号を表わすビデオ表示を発生させるために前記カメラヘッドと電気的に接続されたビデオ装置を備えた関節鏡。

【請求項17】 請求項16に記載の身体の内蔵構造を検査するための手で保持する診断用関節鏡において、前記レンズが勾配屈折率（GRIN）レンズであり、前記像ガイドが光ファイバであり、かつ前記ガイド装置が石英ハロゲン灯と光で連絡する複数の照明用光ファイバを含む関節鏡。

【請求項18】 請求項17に記載の身体の内蔵構造を検査するための手で保持する診断用関節鏡において、前記光集束装置が前記像ガイドからの光を集束させるために前記カメラ組立体内で軸線方向に移動可能である関節鏡。

【請求項19】 請求項18に記載の身体の内蔵構造を検査するための手で保持する診断用関節鏡において、さらに、前記カニューレに包囲するように取り付けられかつ前記スコープ組立体と回転可能に係合されたカニューレ組立体を備えた関節鏡。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は一般に医療診断に関する。さらに特定すると、本発明は関節鏡に関する。本発明は、専用ではないが、特に、身体の関節の内部の比較的に大きい領域を観察するための手で保持する携帯用関節鏡に関する。

【0002】

【従来の技術】 医学の分野においては、身体各部分、例えば、骨の関節の内蔵構造の損傷を診断し、そして矯正するための最新の外科技術が開発されてきた。これらの最新の外科技術の一つは、関節のなんらかの損傷の程度を決定するために身体の関節、例えば、膝の内蔵構造を検査するために使用することができる関節鏡である。換言すると、関節鏡は、関節に対して慣用の手術を施すことを必要としないで身体の関節の内蔵構造を観察することができる。もしも必要であれば、検査中に発見された関節の損傷を治療するために、関節鏡による検査と共に、比較的に患部の組織を冒さない矯正手術を行うことができる。

【0003】 関節鏡検査は、代表的には、プローブを検査しようとする関節の中に挿入することを含む。このプローブには、像形成装置が取り付けられており、そしてこの像形成装置は、また、関節の内蔵構造の映像を発生させるために、プローブを通してビデオ表示装置と接続さ

れる。その結果、関節鏡の操作者は、プローブが関節の中に挿入されたときに、関節の内蔵構造を実時間で観察することができる。関節の内蔵構造を観察することにより、関節の損傷の診断が行われ、そして適切な処置が指示される。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】 既存の関節鏡が比較的に大きくかつかさばった支持装置を必要とし、この支持装置が代表的には手術室内で使用するために恒久的に設置されるのが実情である。したがって、これらの関節鏡は、病院において時折必要である一つの位置から別の位置への移動を容易に行うことができない。そのうえ、かなりの大きさの支持装置を必要とする関節鏡は、通常、高価な装置であり、そしてこれらの関節鏡のコストが比較的に高いために、関節鏡検査はある患者に対してはコストが極端に高過ぎる。本発明は、関節鏡が大きくかつ高価な支持装置を必要とせず、そして関節の損傷を診断するために診察室内で利用できる関節鏡を提供することが必要であるという認識に基づいたものである。さらに、局部麻酔のみが必要であるように十分に小型の使い棄てのプローブを備えた関節鏡を提供することが必要であることが認識されている。

【0005】 そのうえ、既存の関節鏡のプローブは、代表的に、再使用可能な装置であり、したがって、関節鏡検査を受ける患者が汚染したプローブにより感染する可能性をなくすために、各々の使用前に殺菌されなければならない。残念なことには、再使用可能なプローブを効果的に殺菌することができず、従って、腐敗を起こす状態にあり、または適切に殺菌されたプローブが殺菌とプローブの使用との間の時間間隔において腐敗を起こす可能性がある。本発明は感染症をうつす傾向を実質的になくすために再使用不可能なプローブを使用する関節鏡を提供することができるという認識に基づいたものである。

【0006】 上記の考慮事項に加えて、関節鏡のプローブが関節内に配置されたときに関節鏡が比較的に広い視野を有することが望ましい。これは関節鏡の取扱者が検査することができる身体の内部の領域の範囲を最大にするためである。しかしながら、関節鏡のレンズを大きくすることのみにより視野を広くすると、意図することと逆の結果を招くことになるだろう。その理由は、より大きいレンズを導入するために膝の中により大きい挿入部位を形成することが必要になるからである。しかしながら、挿入部位を大きくすることは回避すべきである。したがって、関節鏡が比較的に大きい関節鏡レンズを使用する必要なく関節内の比較的に大きい領域を観察することができることが望ましい。

【0007】

【課題を解決するための手段】 従って、本発明の一つの目的は、携帯用でありかつ手で保持される関節鏡を提供

することにある。本発明のさらに一つの目的は関節の映像を実時間で発生させるために身体関節中に挿入可能な使い棄てのプローブを備えた関節鏡を提供することにある。また、本発明の一つの目的は、関節の内部構造の比較的に大きい部分を観察することができる関節鏡を提供することにある。最後に、本発明の一つの目的は製造コストが比較的に安価でありかつ比較的に容易に使用されかつ費用効果が高い関節鏡を提供することにある。

【0008】携帯型診断用関節鏡は、手で保持される一般的に円筒形の中空のカメラ組立体と、カメラ組立体の遠位端部に取外し可能に取り付けられた使い棄てのスコープ組立体とを有している。使い棄てのスコープ組立体はカメラ組立体に対して回転させることができる。さらに、細長いプローブが使い棄てのスコープ組立体に回転可能に取り付けられている。

【0009】さらに詳しく述べると、プローブはベース組立体に装着された中空の管状のスチール製のカニューレを含む。このカニューレはベース組立体の遠位端部を越えて延び、そしてベース組立体はスコープ組立体と回転可能に係合され、それによりベース組立体をそのカニューレと共にスコープ組立体に対して回転させることができる。カニューレそれ自体は開口した遠位端部および開口した近位端部を有しており、従って、関節の内部構造を流体に浸漬させるために流体をベース組立体中に導入し、そしてカニューレを通るように導くことができる。

【0010】本発明によれば、円筒形のGRIN棒がカニューレを通して摺動可能に導入されたスコープ針の端部に取り付けられ、それによりGRIN棒をカニューレの開口した遠位端部の付近でカニューレの内側に配置する。関節の内部構造により反射された光が円筒形のGRIN棒の遠位基部に入り、そしてGRIN棒によりGRIN棒の近位基部上に集束される。

【0011】この光をスコープ針を通してもどるように伝送するために、GRIN棒の近位基部が光ファイバ像ガイドの遠位端部に取り付けられている。この像ガイドはスコープ組立体の一部分であるスコープ針を通して延びている。GRIN棒の遠位基部に入る光はGRIN棒により像ガイド上に集束される。重要なことは、像ガイドがその遠位部分の付近で曲げられて像ガイドの遠位部分とプローブの軸線の間に約25°の角度を形成していることである。その結果、像ガイドの遠位端部に取り付けられたGRIN棒の軸線はプローブの軸線に対して平行になっていない。従って、スコープ組立体が回転されて像ガイドをその軸線のまわりに回転させるときに、GRIN棒の遠位基部がドーナツ形の帯域を通して移動せしめられ、それによりGRIN棒により関節の内部構造の比較的に大きい領域を走査することが可能になる。

【0012】像ガイドはカメラ組立体内に装着された集束レンズと光学的に結合されている。これらの集束レン

ズは像ガイドからの像をカメラ組立体内のカメラヘッド上に集束させるためにハウジング内で軸線方向に移動可能である。従って、集束レンズはカメラヘッドと光学的に結合されている。カメラヘッドはカメラ組立体内に装着されかつ関節鏡の外部のカメラ制御装置と電気的に接続されている。カメラ制御装置は、本発明により構想されているように、関節の内部構造の像を表示するためにCRTまたはその他の視覚表示装置を制御することができる。

【0013】また、関節の内部構造を照明するために、複数の照明用光ファイバが像ガイドの隣のスコープ針の内部に装着されている。これらの照明用光ファイバはスコープ組立体を通して延び、そしてカメラ組立体内に装着された光ケーブルの第1端部と結合されている。本発明によれば、光ファイバの第2端部は、スコープ組立体またはカメラ組立体内に配置するかまたはカメラ組立体の外部に配置することができる石英ハロゲン灯またはその他の好適な光源からの光で照射することができる。したがって、石英ハロゲン灯からの光は関節の内部構造を照明するために光ファイバおよび照明用光ファイバに通すことができる。

【0014】

【実施例】本発明の新規の特徴ならびに本発明自体の構造および操作は同様な部分を同様な符号で示した添付図面と共に以下の説明から最も明瞭に理解されよう。

【0015】先づ図1を参照すると、全体を符号10で示した携帯用の手で保持される関節鏡を示してある。関節鏡10の一部分は、関節鏡14の内部構造を検査するために、挿入部位12において患者16の膝14の中に挿入される。関節鏡10は光学照明ライン18を介して石英ハロゲン灯20と光で連絡する。本発明は経済のために石英ハロゲン灯である電灯20を使用することを構想しているが、電灯20の別の態様として、この技術分野においてよく知られた任意のその他の型式の光源、例えば、金属ハロゲン化物を使用してもよいことを理解すべきである。

【0016】また、図1は関節鏡10が電線22を介してカメラ制御装置24と電気的に接続されていることを示している。カメラ制御装置24は、また、膝14の内部構造のビデオ像を表示しかつ記録するために、図1に示すように、陰極線管(CRT)26およびビデオカメラレコーダ(VCR)28と電気的に接続することができる。

【0017】さて、図2および図3を参照すると、関節鏡10の細部を理解することができよう。関節鏡10は、図2に示したように、膝14(図1に示した)の中に挿入可能なプローブ30を含む。図3はプローブ30が光ファイバ像ガイド32を有するスコープ針56を含むことを示している。光ファイバ像ガイド32はその全長にわたってスコープ針56と共軸をなしている。図3

はさらにプローブ30が像ガイド32のまわりのスコープ針56内に配置された複数の照明用ファイバ34を含むことを示している。像ガイド32および照明用ファイバ34の両方が比較的に大きい開口数（NA）を有する光ファイバであることが好ましい。そのうえ、像ガイド32は、長さに関する制限はないけれども、短いことが好ましく、すなわち、像ガイド32の長さは約20.3cm（8インチ）よりも短いことが好ましい。

【0018】像ガイド32の遠位部分36は、図3に示したように、像ガイド32の近位部分38と同一線上に配置されていない。さらに詳しく述べると、像ガイド32は、遠位部分36の軸線40が近位部分38およびプローブ30の軸線44に対して約25°の角度42をなすように曲げられている。像ガイド32は、製造工程の間に、図3に実質的に示した形状に折り曲げられる。像ガイド32は、本発明の目的のために、複数の画素（例えば、10,000個の画素）を有する単一の桿を備えた直接関係のある技術においてよく知られた型式のものである。

【0019】さらに、図3を参照すると、円筒形の勾配屈折率（GRIN）レンズ48の近位端部46が像ガイド32の遠位端部50に接着されている。GRINレンズ48は、ニッポンシートガラス社により製造されたタリウム添加ガラス製の光を内方に屈折させるレンズの型式であることが好ましい。本発明によれば、GRINレンズ48の長さ52は関節鏡10の特定の用途のために適切なGRINレンズ48の集束特性を確立する。

【0020】重要なことは、図3に示したように、像ガイド32に湾曲部が形成された結果、GRINレンズ48の遠位端部54がプローブ30の軸線44に対して偏位し、すなわち、軸線44に対して垂直でない観察窓を形成していることである。別の表現で述べると、遠位部分36の軸線（そして、それ故にGRINレンズ48の軸線）は像ガイド32の近位部分38の軸線44に対して平行ではない。したがって、プローブ30（そして、それ故に像ガイド32）が後程開示する態様で回転せしめられるときに、GRINレンズ48の遠位端部54が比較的に大きい領域にわたって回転し、（そして、該領域から集光する。）従って、プローブ30を回転することにより、関節鏡10が膝14（図1に示した）の内部構造の比較的に大きい領域を検査することができることは理解できよう。

【0021】図3に示した構造の説明を続けると、プローブ30は内腔58を有する中空のスコープ針56を含むように示してある。スコープ針56は、図示したように、像ガイド32および照明用ファイバ34を包囲する関係に配置されている。スコープ針56は、好ましくは、中空の16番ゲージのステンレススチール管であり、そして像ガイド32および照明用ファイバ34がスコープ針56の内腔58内に配置されている。像ガイド

32および照明用ファイバ34を包囲する内腔58の部分には、像ガイド32および照明用ファイバ34を緩衝しかつ支持し、そして像ガイド32内に不必要な光が入らないように遮蔽するために、不透明なエポキシ材料60が満たされている。図3に関して、エポキシ材料60の端部62が研磨されていることが好ましいことを理解すべきである。GRINレンズ48の遠位端部54は、図示したように、端部62から距離（d）だけ引っ込められた位置にある。好ましい実施例においては、距離（d）は25.4mm（1インチ）の約5/1000である。そのほかに、図3はGRINレンズ48と隣接した内腔58の部分がプローブ30が不注意で曲げられた場合にその損傷を阻止するために開放状態に保たれ、したがって、エポキシ材料60が満たされていないことを示している。

【0022】図3は、さらに、プローブ30がスコープ針56を包囲する関係に配置された14番ゲージのステンレススチール製のカニユーレ64を含み、カニユーレ64とスコープ針56との間に流体を注入することができる通路66が形成されていることを示している。図3には示していないが、GRINレンズ48のまわりにポリミドチューブを配置することにより、GRINレンズ48の面にエポキシ樹脂が付着しないように保護することができることを理解すべきである。さらに、このポリミドチューブはGRINレンズ48を熱膨張の悪影響から保護することを助ける。

【0023】図2にもどって述べると、プローブ30のカニユーレ64は、カニユーレ組立体68を確立するために、プローブ30の近位端部70の付近で使い棄ての射出成形されたボス67に取り付けられた状態で示してある。カニユーレ組立体68には室72が形成されており、そして流体を流体供給源（図示せず）から流体流入口74を通して室72中にポンプで送入することができる。その後、この流体は、プローブ30が膝14の中に挿入されたときに膝14の内部構造を流体中に浸漬させて明るい視野が得られるようにするために、カニユーレ64の開口端部78（図3に示した）から奔流として流出させることができる。

【0024】カニユーレ組立体68は、図2に示したように、回転することにより使い棄ての射出成形されたスコープ組立体80と係合させることができる。さらに詳しく述べると、スコープ組立体80の球状部分82はカニユーレ組立体68の中に延び、そしてカニユーレ組立体66のルーア耳部（luer ears）84はスコープ組立体80のルーア取付け部（luer fitting）86とねじ込み可能に係合させることができる。スコープ組立体80は、図2に示したように、弾性的エポキシ材料90で満たされた室88を有している。また、エポキシ材料90には、キーガイド92が形成されている。キーガイド92は、前側のチューブ96から

突出するキー94と係合する形状に形成されている。さらに詳しく述べると、前側チューブ96のキー94は、エポキシ材料90に対する前側チューブ96の所定の向きを確立するために、エポキシ材料90のキーガイド92と係合する。この所定の向きにより、スコープ組立体80が前側チューブ96と結合されたときに、スコープ組立体80内の光学構成部分が前側チューブ96内の関連した光学構成部分に対して確実に適正に整列せしめられる。

【0025】関節鏡10は、前側チューブ96に対してスコープ組立体80を保持するために、リテーナリング98を含む。リテーナリング98は、スコープ組立体80を前側チューブ96に取外し可能に連結するために、スコープ組立体80と摺動可能に係合されかつ前側チューブ96とねじ込み係合可能である。そのうえ、前側チューブ96は、図2に示したように、カメラ組立体100内に回転可能に配置され、そして止めねじ102によりカメラ組立体100に対して軸線方向に移動しないように保持されている。さらに詳しく述べると、止めねじ102はカメラ組立体100とねじ込み可能に係合され、そして前側チューブ96の境界を形成するみぞ104の中に延びている。従って、前側チューブ96はハウジング100に対して回転させることができる。

【0026】関節鏡10を通しての光学通路を説明するにあたり、図2を参照する。図2は像ガイド32がスコープ組立体80のエポキシ材料90を通して延びていることを示している。像ガイド32の端部106は、図示したように、エポキシ材料90の表面108と実質的に同一平面内にある。本発明によれば、表面108は像形成平面110を確立するために、平滑仕上げされるように研磨されている。

【0027】像形成平面110を通過する像ガイド32からの光は透明なサファイア窓112と銜接する。図2に関して、窓112が前側チューブ96に固定して装着されていることを理解すべきである。さらに、窓112が一つの材料、すなわち、清掃し易く、しかも掻き傷がつき難いサファイアで製造されていることをさらに理解すべきである。そのうえ、レンズベース114が前側チューブ96内に摺動可能に配置されている。レンズベース114はサファイア窓112と光で連絡する集束レンズ116を保持している。したがって、サファイア窓112を通過した光は集束レンズ116を通過することができる。集束レンズ116がサファイア窓112からの光を約7倍に拡大し、そしてその光を同様にレンズベース114内に装着されたカメラヘッド118上で集束させることが好ましい。好ましい実施例においては、カメラヘッド118は帯電した結合されたデバイス(CCD)である。

【0028】本発明によれば、カメラヘッド118は集束レンズ116からの光像を膝14の内部構造を表わす

電気信号に変換する。この電気信号は適切な電気コネクタ120に結合される。電気信号は、前述したように、さらに処理するために、電線22を介してカメラ制御装置24に導かれる。

【0029】膝14の内部を照明するために使用される関節鏡10の構造を説明するにあたり、図2を参照する。図2は照明用ファイバ34がファイバの束122をなしてエポキシ材料90を通してエポキシ材料90の端部108まで延びていることを示している。図示したように、キャップ80が前側チューブ96と係合されるときに、ファイバの束122の端部124が照明用GRIN棒128と並置され、そしてGRIN棒128はまた継続用光ファイバ130と接続されている。継続用光ファイバ130はまた光コネクタ132と結合され、そして光コネクタ132は光学ライン18を介して電灯20と光で連絡している。

【0030】関節鏡10は、前述したように、プローブ30を回転させて像形成平面110上に形成された像を選択的に集束させるために、カメラ組立体100に対してスコープ組立体80を回転させることができる潜望鏡のような特徴を包含している。さらに詳しく述べると、プローブ30を回転させることにより、GRINレンズ48の遠位基部54が膝14の内部の比較的に大きい領域を観察するためにドーナツ形の帯域を介して回転する。また、本発明は、スコープ組立体80をカメラ組立体100に対して回転させるときに、像形成平面110上に形成された像を集束させる能力を有している。

【0031】プローブ30を回転させかつ像形成平面110上に形成された光像を集束させるための関節鏡10の構造の詳細を説明するにあたり、図2を参照する。リテーナリング98がスコープ組立体80を前側チューブ96に対して保持し、かつ前側チューブ96をカメラ組立体100内で回転させることができることを想起されたい。所望されれば、カメラ組立体100に対する前側チューブ96の回転運動を時計回りの方向および逆時計回りの方向の両方において100°ないし170°に制限するために、止めねじ(止めねじ136のみを図2に仮想線で示した)を止めねじ102と接触させるために前側チューブ96とねじ込み可能に係合させることができる。

【0032】本発明によれば、集束リング134が前側チューブ96とねじ込み可能に係合され、そしてレンズベース114と銜接し、そして弾性の環状Oリング138が前側チューブ96とレンズベース114との間に配置されて、レンズベース114を集束リング134に押圧している。集束リング134はレンズベース114を押圧して像形成平面110からの像をカメラヘッドCCD118上に集束させるために適当な量だけレンズベース114を移動するように操作することができる。

【0033】さらに詳細に述べると、図2に示すよう

に、ボタン140がカメラ組立体100内に往復動可能に装着されている。ボタン140は、図示したように、つば142を有している。つば142は、ボタン140をカメラ組立体100内に保持するために、カメラ組立体100と衝接させることができる。そのうえ、フランジ144がカメラ組立体100に固定して取り付けられ、そして2個の偏位リング146a、146bがフランジ144とボタン140のつば142との間に配置され、それによりボタン140のつば142をカメラ組立体100に向かって偏位させて、水封じを形成する。ボタン140が押し下げられたときに、ボタン140の端部148が集束リング134と接触して集束リング134をカメラ組立体100に対して移動しないように保持する。したがって、ボタン140が押し下げられた状態でスコープ組立体80（そして、それ故に、前側チューブ96）をカメラ組立体100に対して回転させるときに、スコープ組立体80もまたボタン140によりカメラ組立体100に対して移動しないように保持された集束リング134に対して回転せしめられる。その結果、回転する前側チューブ96とねじ込み可能に係合された固定された集束リング134はレンズベース114を押圧してレンズベース114を前側チューブ96、スコープ組立体80に対して、したがって、像形成平面110に対して軸線方向に移動させる。レンズベース114（そして、それ故に集束レンズ116）が像形成平面110に対して適切に移動せしめられたときに、像形成平面110上にある光像を集束させることができる。

【0034】上記の説明と関連して、スコープ組立体80をカメラ組立体100に対して時計回りの方向に回転させ、そしてボタン140が押し下げられたときに、集束リング134がレンズベース114を像形成平面110に対して遠位方向に（すなわち、図2において右方に）押圧することは理解されよう。他方、スコープ組立体80をカメラ組立体100に対して逆時計回りの方向に回転させ、そしてボタン140が押し下げられたときに、弾性リング138がレンズベース114を像形成平面110に対して近位方向に、（すなわち、図2において左方に）押圧する。その結果、レンズベース114がスコープ組立体80に対して軸線方向に移動せしめられるときに、レンズベース114内に装着された集束レンズ116もまたスコープ組立体80（そして、それ故に、像形成平面110）に対して軸線方向に移動して、像形成平面110上にある像を集束させる。

【0035】他方、スコープ組立体80（そして、それ故に、前側チューブ96）をカメラ組立体100に対して回転させ、そしてボタン140が押し下げられないときは、集束リング134はレンズベース114に対して固定して保持されない。その結果、レンズベース114は像形成平面110に対して軸線方向に移動されず、したがって、像形成平面110からの像の焦点は変化しな

い。しかしながら、重要なことは、像ガイド32がカメラ組立体100に対して回転せしめられ、したがって、GRINレンズ48により「観察される」領域は比較的に広い帯域を介して膝14の内部で回転することである。

【0036】最後に、図2はねじ150が前側チューブ96とねじ込み可能に係合されていることを示している。そのうえ、ねじ150は集束リング134に形成されたスロット152の中に延びている。ねじ150およびスロット152の幅が前側チューブ96に対する集束リング134の軸線方向の行程の範囲を確立していることは理解されよう。好ましい実施例においては、集束リング134は前側チューブ96に対して25.4mm（1インチ）の約20/1000の距離だけ軸線方向に移動させることができる。

【0037】さて、図4および図5を参照すると、本発明の新規の関節鏡の別の実施例を示してあり、そして全体を符号200で示してある。関節鏡200がすべての本質的な点について以下に開示した例外事項を除いて関節鏡10と同じであることを理解すべきである。さらに詳しく述べると、関節鏡200は、カメラ組立体202と、スコープ組立体204と、カニューレ組立体206を含む。図示したように、スコープ組立体204は前側チューブ208にリテーナリング210により取外し可能に取り付けられ、そして前側チューブ208はまたカメラ組立体202内に回転可能に装着されている。

【0038】図4は、カニューレ組立体206がスコープ組立体204に回転可能に取り付けられ、そしてカニューレ組立体206をスコープ組立体204から取り外すことができることを示している。さらに詳しく述べると、カニューレ組立体206は衝接部212を含み、そしてスコープ組立体204はもどり止め214およびストッパ216を含む。もどり止め214およびストッパ216は一緒に環状スペース218を確立している。図4に示したように、カニューレ組立体206をスコープ組立体204に向かって近位方向に押圧して衝接部212をもどり止め214とストッパ216との間のスペース218とスナップ係合させることができる。本発明によれば、衝接部212がスペース218と係合されたときに、カニューレ組立体206をスコープ組立体204に対して回転させることができる。カニューレ組立体206をスコープ組立体204から離脱させるために、スコープ組立体204のそれぞれのアーム222a、222bの端部220a、220bが半径方向に内方に押し込まれ、そしてカニューレ組立体206がスコープ組立体204から離れるように遠位方向に引っ張られる。

【0039】さらに図4に示したように、カニューレベース組立体206はカニューレ228の開口した近位端部226と流体で連絡した溜め224を含む。流体ライン230は、図示したように、流体をカニューレ228

の近位端部226中に流入し、そしてカニューレ228の遠位端部232（図5に示した）から流出するように奔流させるために溜め224と流体で連絡するようにカニューレ組立体206に取り付けることができる。カニューレ組立体206がスコープ組立体204から取り外されたときにカニューレ228からの流体が関節鏡200の操作者に吹き付けられることを阻止するために、刺し通し可能な流体シール234を実質的に図示したように溜め224内に配置することができる。スコープ針56がカニューレ228中に挿入されたときに流体シール234を貫通する。また、流体シール234を溜め224内に保持するために、リテーナリング238がカニューレ組立体206に接着されている。そのうえ、環状のOリング237がカニューレ組立体206の溝229内に配置され、それにより溜め224と関節鏡200の操作者との間を付加的にシールする。

【0040】さらに図4を参照すると、光ファイバの束240に一まとめにされた複数の照明用光ファイバを含む関節鏡200を示してある。光ファイバの束240は、図示したように、スコープ組立体204を通して延び、そして光ファイバのテーパ部分244の遠位基部242と光学的に結合されている。ファイバオプティックテーパ244は真円の裁頭円錐台の形態に形成され、そしてテーパ244の遠位基部242はテーパ部分244の近位基部246の面積の約半分の面積を有している。テーパ部分244の近位基部246は伝送用光ファイバ248と結合されている。当業者により、膝の内部構造を照明するためにファイバの束240を通して伝送される光の量を最大にするために、テーパ部分244が伝送用光ファイバ248からの光をファイバの束240中に導くことは理解されよう。

【0041】伝送用光ファイバの束248は、光ファイバの束240を構成する照明用ファイバよりも高い開口数を有することが好ましい。いずれにせよ、光ファイバの束240および248の両方の開口数はできる限り高くすべきである。そのうえ、伝送用光ファイバ248は、スコープ組立体204をカメラ組立体202に対して回転させるときに伝送用光ファイバ248の移動を補正するためのたるんだループ部分250を含む。

【0042】図4には、伝送用光ファイバの束248を光源254と光学的に接続するための第2の光ファイバのテーパ部分252を示してある。テーパ部分252は伝送用光ファイバ248を通して伝送することができる光源254からの光を最大限に増大させる。

【0043】さて、図5を参照すると、全体を符号256で示したプローブを含む関節鏡200の遠位端部の細部を理解することができよう。プローブ256はカニューレ228を含む。プローブ256は、そのほかに、スチール製の針258と、複数の照明用光ファイバ260と、光ファイバ像ガイド262とを含んでいる。針2

58および照明用光ファイバ260が関節鏡10について開示した針56、光ファイバ34および像ガイド32のそれぞれと実質的に同じであることを理解すべきである。

【0044】図示したように、像ガイド262は長手方向の軸線264を実質的に規成し、そして像ガイド262の遠位部分268は像ガイド262に対して角度268に曲げられている。角度268は約25°であることが好ましい。図5は、また、円筒形のGRIN棒270が像ガイド266の遠位端部に取り付けられている状態を示している。したがって、GRIN棒270の軸線272は像ガイド262の軸線264に対して角度268をなしている。

【0045】図6について簡単に述べると、GRIN棒270の遠位基部にアイリス274を示してある。アイリス274はGRIN棒270上に付着させた不透明な材料で構成されることが好ましい。アイリス274は、図6に示したように、光を通過させることができる窓276を含む。もしも所望されれば、GRIN棒270の側面278は、側面278を通してGRIN棒270中に入り、そしてそれにより検査中の身体の表面の内部の像と干渉する迷光の量を減少させるために、不透明な材料でコーティングすることができる。

【0046】さて、再び図5を参照すると、エポキシ材料280が針258内に像ガイド262および照明用光ファイバ260を包囲する関係に配置された状態を示してある。エポキシ材料280の遠位表面282は、研磨されていることが好ましく、そして図5に示したように、遠位表面282は照明用光ファイバ260から出て像ガイド262に入る光の伝送を最適化するような輪郭に形成されている。さらに詳しく述べると、遠位表面282の部分284は、GRIN棒270の遠位基部286中に入る光の伝送を最適化するために遠位基部286に実質的に平行になっている。検査中の身体の内部構造の照度を増大させるために、遠位表面282の部分288は照明用光ファイバ260bから出る光の屈折角を最大にする向きに形成されている。エポキシ材料280の遠位表面282の部分288は、像ガイド262の軸線264と約50°の角度292を形成する平面290内に配置されている。

【0047】図4は、また、関節鏡10を使用中に殺菌状態に維持する可撓性の保護用シース300を設けることができることを示している。さらに詳しく述べると、突出リング302がリテーナリング210上に形成され、そしてスリップリング304が突出リング302と係合される。その後、カメラ組立体202および腐敗しがちである関節鏡200の任意のその他の再使用可能な構成部分はスリップリング304に取り付けられたシース300によって蔽われる。したがって、同様に使い棄てである関節鏡200の殺菌された部分は、シース300

0により蔽われた再使用可能なカメラ組立体202と結合させることができる。

【0048】本発明の使い棄ての関節鏡の別の特定の実施例を図9に示し、そして全体を符号400で示してある。この実施例においては、前述した関節鏡のその他の実施例の場合と同様に、針56は像ガイド32および光ファイバ122の両方の部分を包囲する中空のチューブである。前述した実施例と同様に、光ファイバの束122は照明用の光ファイバを含んでいる。

【0049】針56の近位端部はハウジングキャップ401に装着され、そして細長い針56の遠位端部はハウジングキャップ401から外方に延びている。関節鏡400は、また、図9から理解されるように、ベースプレート402を含む。ベースプレート402は、針56がキャップ401と結合された位置と対向した位置でキャップ401に取り付けられている。さらに、ベースプレート402には、開口部404が形成されている。開口部404はベースプレート402の中央部に配置されている。さらに、ベースプレート402には、開口部406が形成されている。開口部406は開口部404から隔置され、そしてベースプレート402の周囲に近い位置に配置されている。また、図9の(A)、(B)から、キャップ401に1対のクリップ408、410が形成されており、クリップ408、410がキャップ401に取り付けられ、かつ針56に対して相互に直径方向に対向していることが理解されよう。本発明においては、クリップ408および410が関節鏡400をカニューレ組立体206と係合させるために使用されるように意図されている。

【0050】関節鏡400の構造の独特の協働は、おそらく、図9の(B)を参照すると最も明瞭に理解されよう。像ガイド32が針56を貫通しかつキャップ401を貫通して延びて、ベースプレート402の開口部404を通して露出していることが理解されよう。また、光ファイバの束122が針56を貫通しかつキャップ401を貫通して延びて、ベースプレート402の開口部406を通して露出していることが理解されよう。前述したように、像ガイド32および光ファイバの束122の両方の遠位端部がそれぞれの遠位端部において針56の内側に取り付けられている。この取付け部は、これらの構成部分を一緒に保持するために十分であるけれども、針56の長さ全体にわたって延びていない。したがって、像ガイド32および光ファイバの束122は、針56の長さの大部分を貫通して針56の内部に自由に配置されている。これは関節鏡400の製造に使用される材料の熱膨脹特性の差異を補正することを助ける作用をする。

【0051】熱膨脹特性の差異の補正を助ける関節鏡400の別の構造上の特徴はキャップ401の首部414とグロメット416との相互作用である。図9の(B)

から最も明瞭に理解されるように、比較的に変形しやすい材料、例えば、エラストマー材料で製造されたグロメット416が針56の近位端部を包囲し、そして針56とキャップ401の首部414との間に配置されている。グロメット416を針56とキャップ401との間に取り付ける方法は、直接関係のある技術においてよく知られている任意の手段により実施することができる。

【0052】関節鏡400の構成部分の構造的な保全是キャップ401の内部のスペースにエポキシ材料を充填することにより高められる。これは像ガイド32および光ファイバの束122が針56の内部に適正に配置され、そしてそれらの近位端部がベースプレート402の開口部404および406を通して露出されるようにそれぞれ係合された後に行われる。したがって、その他の構成部分が適正に配置された後、キャップ401中にエポキシ材料を導入するために、図9の(A)に示した注入口412が設けられている。

【0053】当業者により理解されるように、関節鏡400の操作にとって、関節鏡400をカメラ組立体202に光学的に整列させることが肝要である。さらに詳しく述べると、像ガイド32をカメラ組立体202の集束レンズ116に整列させかつ光ファイバの束122を光ファイバ130に整列させなければならない。これは、勿論、関節鏡400をカメラ組立体202に物理的に連結することにより行われる。しかしながら、操作者が関節鏡で観察している箇所がどの部分であるかが判るように、光学作用は物理的な装置により方向づけしなければならない。関節鏡400にとって、この方向づけは、像ガイド32と像ガイド32の遠位端部におけるレンズ48の向きとの関係を指示するために、キャップ401上に観察装置を設けることにより容易に行われる。特に、クリップ410はクリップ408と異なる形状に形成されており、それにより関節鏡400の操作中に関節鏡400を方向づけするためにこれらのクリップの外観の差異を使用することができる。

【0054】操 作

関節鏡10の操作を説明するにあたり、先づ図1および図2を参照する。カニューレ64が取り付けられたカニューレ組立体68がスコープ組立体80から取り外される。トロカール(図示せず)がカニューレ64を通して配置され、そしてトロカールが膝14中に挿入されて、カニューレ64の挿入部位12が確立される。カニューレ64が膝14の中にいったん挿入されると、トロカールをカニューレ64から取り外すことができる。その後、使い棄てのスコープ組立体80をカメラ組立体100に取り付けることができ、そしてカメラ組立体100が電灯20と光で連絡するように配置される。また、カメラ組立体100はカメラ制御装置24と電氣的に接続される。使い棄てのスコープ組立体80およびそれに取り付けられたカメラ組立体100はカニューレ64の中

に挿入されてプローブ30を確立し、そしてカニューレ組立体68がスコープ組立体80と係合される。

【0055】プローブ30が前述したように膝14の中に挿入され、そして使い棄てのスコープ組立体80がカメラ組立体100に取り付けられたときに、像ガイド32の背後のカメラの焦点を選択的に合わせるために、スコープ組立体80をカメラ組立体100に対して時計回りに、そして逆時計回りに回転させることができる。さらに詳しく述べると、図7および図8において、スコープ組立体80をカメラ組立体100に対して回転させるときに、像ガイド32が矢印294で示すように、その軸線44のまわりに回転せしめられる。図8において矢印294で示した角度が約340°になるように前側チューブ96（そして、それ故に像ガイド32）を軸線44に対して±170°回転させることができることを想起されたい。したがって、像ガイド32は340°回転させることができる。像ガイド32が回転するときに、GRINレンズ48の遠位基部54がドーナツ形の帯域を通して移動し、そして光を遠位基部54に入るように通過させることができる観察領域296が比較的に大きい領域298を通して移動する。その結果、膝14からの比較的に大きい領域298からの光はGRINレンズ48の遠位基部54に入ることができ、そしてこの光の像はCRT26上に表示し、そしてVCR28により記録するために前述したように関節鏡10により処理される。患者16を検査した後、スコープ組立体80をカメラ組立体100から取り外し、そして好適な容器内に廃棄処分することができ、そして別の患者を関節鏡10で検査できるようにするために、新しいスコープ組立体（図示せず）をカメラ組立体100と係合させることができる。

【0056】関節鏡200の操作は、カニューレ組立体206をスコープ組立体204に対して回転させることができることを除いて、すべての本質的な点について、関節鏡10の操作と全く同じである。別の表現で述べると、スコープ組立体204はカニューレ組立体206に対して回転させることができ、すなわち、カニューレ組立体206は関節鏡200の操作者に対して回転移動しない状態に保つことができる。カニューレ組立体206を関節鏡200の操作者に対して移動しない状態に保たれることを可能にすることにより、流体ライン230もまた関節鏡200の操作者に対して移動しない状態に保たれる。その結果、流体ライン230がカニューレ組立体206のまわりに巻きつけられることがなく、したがって、関節鏡200の操作を不当に妨害しない。

【0057】関節鏡400は、すべての重要な点について、関節鏡200と類似している。関節鏡400の構成部分は、関節鏡200および10と同様に、簡素化されており、そして関節鏡400を使用後に廃棄処分できる材料で製造される。

【0058】この明細書に詳細に示しかつ記載した特定の関節鏡は前記の目的を十分に達成しかつ前述した利点をもたらすことができるが、これらの関節鏡が本発明の現在において好ましい実施例を例示したものであり、この明細書に示した構造または設計の細部については、特許請求の範囲を除いて、限定されるものではないことを理解すべきである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の新規の携帯用関節鏡を意図された環境において示した斜視図。

【図2】本発明の新規の携帯用関節鏡を図1において2-2線に沿って見た部分横断面図。

【図3】図2に示した本発明の新規の携帯用関節鏡のプローブの遠位端部を図2において3-3線に沿って見た拡大横断面図。

【図4】本発明の関節鏡の別の実施例を図1において2-2線に沿って見た部分横断面図。

【図5】図4に示した関節鏡のプローブの遠位端部を図4において5-5線に沿って見た拡大横断面図。

【図6】本発明のプローブの端面図。

【図7】本発明のGRIN桿の観察領域の略図。

【図8】本発明のGRIN桿の観察領域を図7において矢印8の方向に見た略図。

【図9】本発明の使い棄ての関節鏡を示した図であり、図（A）は斜視図、そして図（B）は図（A）においてB-B線に沿って見た横断面図である。

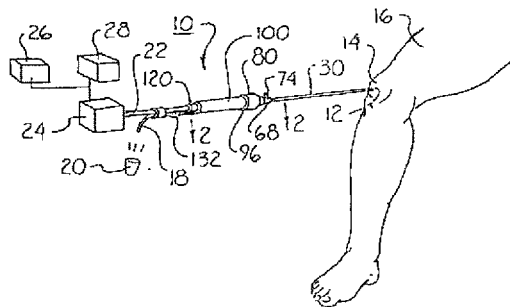
【符号の説明】

10	関節鏡
14	膝
20	石英ハロゲン灯
24	カメラ制御装置
26	陰極線管
28	ビデオカメラレコーダ
30	プローブ
32	像ガイド
34	照明用光ファイバ
40	軸線
44	軸線
48	レンズ
50	遠位端部
56	針
58	内腔
60	エポキシ材料
64	カニューレ
66	通路
68	カニューレ組立体
80	スコープ組立体
90	エポキシ材料
96	前側チューブ
98	リテーナリング

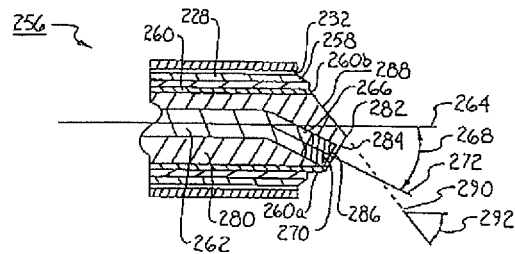
100 カメラ組立体
112 サファイア窓
116 集束レンズ
200 関節鏡
202 カメラ組立体
204 スコープ組立体
206 カニューレ組立体

208 前側チューブ
256 プロープ
400 関節鏡
401 キャップ
402 ベースプレート
416 グロメット

【図1】

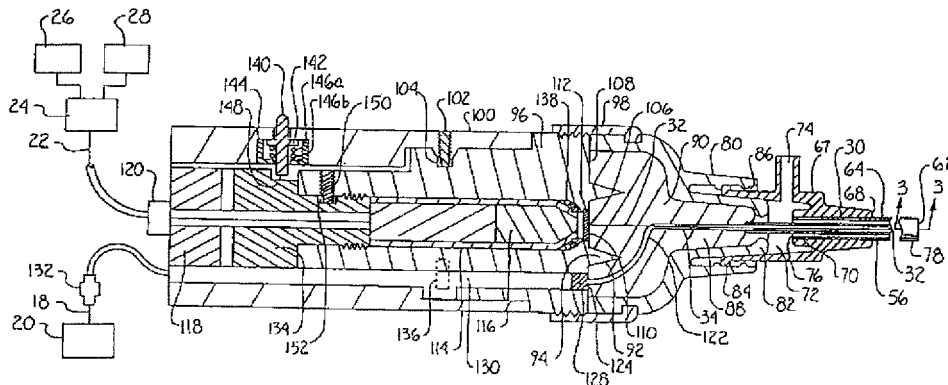


【図5】



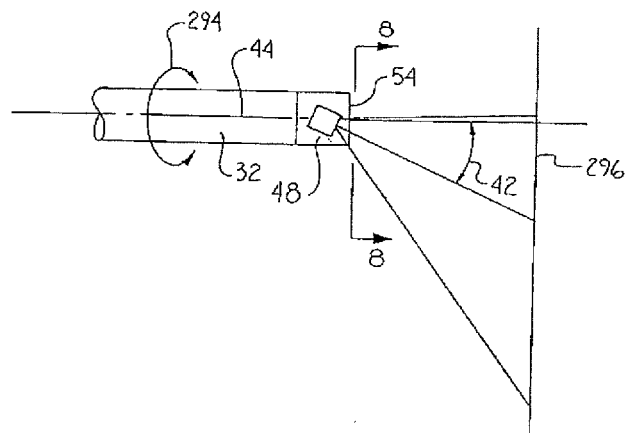
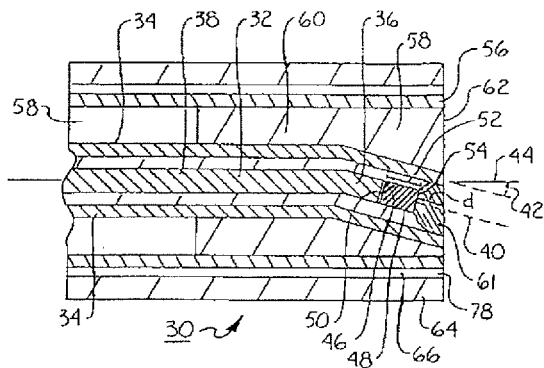
【図6】

【図2】

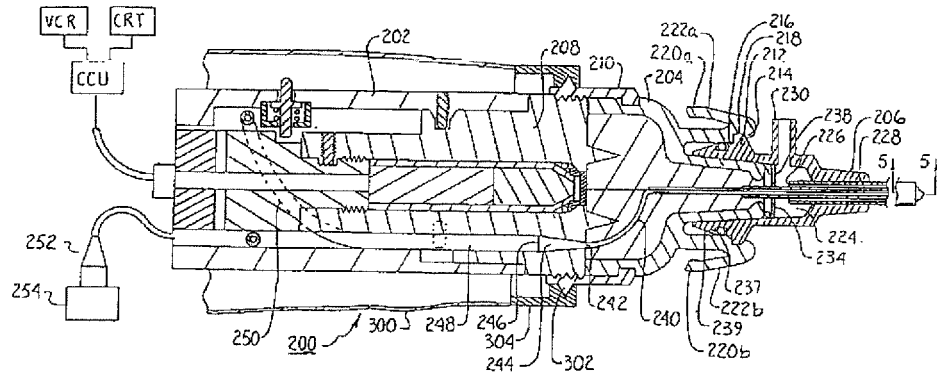


【図3】

【図7】

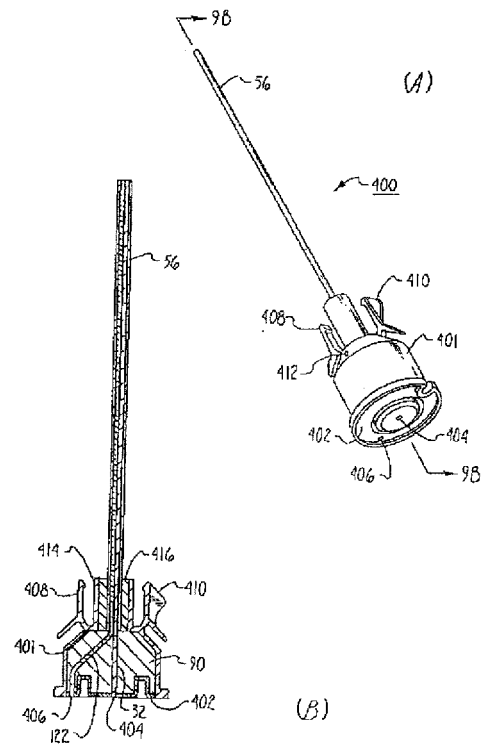
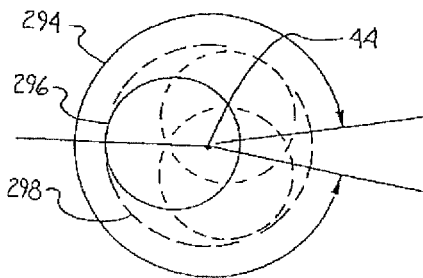


【図 4】



【図 8】

【図 9】



【手続補正書】

【提出日】平成 5 年 3 月 1 5 日

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】特許請求の範囲

【補正方法】変更

【補正内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 対象物の可視像を得るための内視鏡において、
ベースプレートを有するキャップと、中空のチューブを

含む針とを備え、前記針は前記キャップに装着される近位端部および前記キャップから隔置された遠位端部を有しており、
さらに、前記針の前記チューブを通して延びる照明用光ファイバを備え、前記照明用光ファイバは近位端部および遠位端部を有し、前記照明用光ファイバの前記近位端部は前記ベースプレートを通して光で連絡するために前記チューブから前記キャップを通して延びており、
さらに、前記針の前記チューブを通して延びる像ガイドを備え、前記像ガイドは近位端部および遠位端部を有

し、前記像ガイドの前記近位端部は前記ベースプレートを通して光で連絡するために前記チューブから前記キャップを通して延びており、
さらに、前記像ガイドの前記遠位端部に取り付けられたレンズと、
前記針の前記遠位端部において前記レンズ、前記像ガイドの前記遠位端部および前記照明用光ファイバの前記遠位端部を保持する装置とを備えた内視鏡。

【請求項2】 身体の内部構造を検査するためにカメラ組立体と係合可能な使い捨て光学的装置において、遠位端部および近位端部を有する光学的な像ガイドを備え、前記像ガイドは第1軸線を規定し、

さらに、前記像ガイドと結合されて該像ガイドと共に身体の中に挿入するための針を確立する照明装置と、
前記照明装置からの光を集めるために前記像ガイドの前記遠位端部に取り付けられたレンズとを備え、前記レンズは前記第1軸線に対して斜角をなすように配向された光軸を規定し、

さらに、前記照明装置により照明された身体の内部構造の可視表示信号を発生させるために前記カメラ組立体を前記像ガイドの前記近位端部と光で連絡するように配置するために前記光学的装置を前記カメラ組立体と係合させる装置とを備えた光学的装置。

フロントページの続き

(72)発明者 チャールズ エス. スレモン
アメリカ合衆国カリフォルニア州エンシニ
タス、アイランド ビュー レーン 1130

